

ANÁLISE DA MARCHA BASEADA NUMA CORRELAÇÃO MULTIFACTORIAL

Andreia P. Sousa^{}, João Manuel R. S. Tavares[#], Emilia Mendes[§], Filipa Sousa⁺*

**- Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Instituto Politecnico do Porto, Centro de Estudos de Movimento e Actividade Humana; Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; asp@estsp.ipp.pt*

#- Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial; Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, Laboratório de Óptica e Mecânica Experimental; tavares@fe.up.pt

§-Centro de Reabilitação Profissional de Gaia; emilia.mendes@crpg.pt

+ - Faculdade de Desporto da Universidade do Porto; filipas@fade.up.pt

PALAVRAS CHAVE: marcha humana, biomecânica, cinética, cinemática, energia

RESUMO: *A análise da marcha implica a conjugação de vários factores e a quantificação de múltiplas variáveis.*

Apresenta-se como objectivo deste trabalho a revisão da literatura relevante sobre o fenómeno da marcha e das suas implicações biomecânicas; nomeadamente, em termos de mecanismos propostos para interpretar a marcha que permitam estabelecer e analisar a correlação entre múltiplos factores que caracterizam adequadamente padrões cinéticos e cinemáticos, e a energia dispendida durante a marcha humana.

A análise da literatura considerada permitiu obter algumas inferências relativamente aos factores mais significativos no padrão de marcha, bem como identificar alguns modelos que, embora sejam vistos como explicativos do padrão de marcha, continuam a apresentar algumas incongruências e divergências entre si.

1 INTRODUÇÃO

A marcha é influenciada por um conjunto multifactorial considerado determinante no seu padrão. Este resulta da interacção ou do processo de organização própria de sistemas neurais e mecânicos, entre os quais, a dinâmica músculo-esquelética, um programa central baseado num circuito espinal geneticamente determinado, Gerador de Padrão Central (GPC), a modulação pelos centros nervosos superiores e a modulação aferente, [1-6].

O GPC é capaz de gerar padrões locomotores básicos e através de várias vias descendentes pode desencadear, parar e controlar a marcha. O *feedback* aferente adapta dinamicamente, através de uma relação recíproca, a resposta do GPC aos requerimentos ambientais, [7, 8]. O contexto

determina a mistura de influências supraspinais e espinais envolvidas na geração de movimento sendo este caracterizado por padrões flexíveis, adaptáveis por mecanismos plásticos, [9].

A análise da marcha pressupõe a reunião de uma elevada quantidade de dados com o objectivo de seguir e analisar um ciclo completo de eventos, [10].

É unânime considerar, quer do ponto de vista neurosensorial, quer do ponto de vista biomecânico, que o padrão de marcha se encontra organizado no sentido de minimizar o dispêndio energético e que este está directamente ligado ao trabalho realizado sobre o centro de gravidade (CG), [4, 5].

Neste artigo, é exposta uma abordagem relativa às principais variáveis a ter em conta na análise da marcha, bem como os modelos existentes e referenciados como explicativos para o fenómeno da marcha. Ao longo da descrição dos vários modelos considerados, procura-se fazer uma análise comparativa com o objectivo de perceber de que modo os diferentes modelos se completam ou divergem, e até que ponto se afastam ou aproximam da realidade.

Numa primeira fase são expostos aspectos relativos ao controlo motor da marcha, bem como requerimentos energéticos. Numa segunda fase serão abordados os mecanismos explicativos da marcha onde serão apontadas as suas limitações e divergências, não só entre si mas também de acordo com achados reais. Em última instância é apresentada uma análise conclusiva da informação exposta.

2. MARCHA HUMANA

2.1. Controlo motor da marcha

A criação de um modelo da marcha tem sido um objectivo seguido por vários investigadores levando a diferentes abordagens que podem ser divididas em motivações biomecânicas e modelos de *input/output*, [4].

A primeira classe de modelos de comportamento motor foca-se num *open-loop control*, onde o movimento é planeado e executado ignorando o papel do *feedback* sensoriomotor. A segunda classe foca-se num *closed-loop control* para prever e corrigir desvios da tarefa motora através de sensores de *feedback* activos. Em adição ao que já foi referido, e seguindo a abordagem de Bernstein indicada em [4], diferentes níveis motores devem ser tidos em consideração para acompanhar

um requerimento motor. Este aspecto motivou estudos experimentais de controlo motor no sentido de encontrar invariantes motores na geração de movimentos biológicos, [4, 5].

2.2. Requerimentos energéticos metabólicos

A maior eficiência é atingida quando é requerido o mínimo de energia (cal/kcal), calculada indirectamente a partir do volume de consumo de oxigénio (O_2) e produção de dióxido de carbono (CO_2), por unidade de distância, [11, 12].

O consumo de O_2 traduz a quantidade utilizada nos processos metabólicos corporais num dado tempo e é expressa por l/min em condições estandardizadas de temperatura, pressão e vapor de água, [13].

Os termos potência e trabalho são utilizados frequentemente para descrever o dispêndio energético, [12].

2.3. Energia Mecânica

Os custos de energia mecânica envolvem trocas de energia, cinética e potencial, entre segmentos corporais durante o ciclo de marcha. Se a marcha é mecânicamente eficiente, a energia é conservada e é necessário reduzir a energia adicional para iniciar o movimento, [11].

Durante a marcha distinguem-se forças externas e internas. Os músculos actuam no sentido de realizar trabalho a nível do CG e suportar o peso corporal, no entanto, os trabalhos interno e externo foram pouco estudados isoladamente, [14].

A medição do *output* muscular, a análise de alterações energéticas num número finito de segmentos durante movimentos relativamente ao solo, a análise das alterações energéticas do CG relativamente ao solo e dos segmentos corporais relativamente ao CG permitem aceder ao valor da energia total do corpo. A medição das alterações

energéticas do CG tem várias vantagens que levam a uma abordagem directa da biomecânica e energia durante a marcha, [10, 15]. Este descreve uma trajectória sinusoidal nas direcções vertical e horizontal durante a marcha, deslocando-se duas vezes na vertical durante um ciclo de movimento, [11, 16]. Em [16] são citados vários investigadores que usaram o deslocamento vertical do CG para estimar as trocas de energia mecânica, eficiência, trabalho, para descrever simetria e servir de indicador da qualidade da marcha.

2.4. Modelos explicativos da marcha

Durante várias décadas duas teorias dominaram o estudo da marcha: **os seis determinantes da marcha e a analogia a um pêndulo invertido**.

Segundo a teoria do pêndulo invertido, a marcha pode ser aproximada a um mecanismo semelhante a um **pêndulo invertido** onde a energia cinética é convertida em energia potencial gravítica e vice-versa, conservando mais de 60 a 70% da energia mecânica requerida (paradigma do pêndulo invertido), [17].

A força de gravidade é determinante na acção do pêndulo e tem de ser pelo menos igual à força centrípeta. A razão entre as duas forças corresponde ao número Froude apresentado por Alexander, 1989, [18].

Segundo este modelo, a maior parte do trabalho realizado durante a marcha não é feito através de trabalho activo muscular mas por um mecanismo passivo de troca de energia cinética e potencial, [14].

Este processo possibilita a transferência de energia entre passos sucessivos, bem como a manutenção de um valor aproximadamente constante do nível de energia mecânica total, [12].

A **teoria dos seis determinantes da marcha** defende a existência de um conjunto de mecanismos que são considerados determinantes no padrão de marcha. São exemplo, a rotação pélvica, inclinação e flexão do joelho na fase de apoio minimizam a absorção do choque e suavizam os pontos de inflexão do CG e força de reacção ao solo vertical consequente, [11, 14]. De seguida são enunciados os seis determinantes da marcha.

A **rotação pélvica** eleva as extremidades do arco tornando os ângulos de inflexão menos abruptos o que diminui o custo energético. A perda de energia potencial é mais gradual e a força requerida para alterar a direcção do CG no próximo arco é menor, [10].

A **inclinação lateral da pélvis** leva ao deslocamento do CG duas vezes no mesmo ciclo, [10-12].

A **flexão do joelho em apoio unipodálico** constitui outro determinante. O membro em carga inicia a fase de apoio unipodálico com o joelho em extensão completa, começando a flexionar, e continua até o pé estar apoiado no solo ($\approx 15^\circ$). Imediatamente antes do período de carga completa médio, o joelho, uma vez mais, passa para extensão, o que é imediatamente seguido por flexão terminal do joelho, [10].

Existe uma íntima relação entre deslocamentos angulares do **pé e joelho**. Podem mesmo ser estabelecidos dois arcos que se intersectam durante a fase de apoio unipodálico. No contacto do calcâneo, o pé está em dorsiflexão e o joelho em extensão completa, de modo que a extremidade está no seu comprimento máximo e o CG encontra o seu ponto mais baixo de deslocação ascendente. A flexão plantar rápida associada ao início da flexão do joelho mantém o CG na sua progressão a um mesmo nível durante algum

tempo, baixando e revertendo suavemente a curvatura no início do seu arco de translação. O término deste arco é similarmente achatado e suavemente invertido pela flexão do segundo joelho associado à propulsão, [10, 11].

À medida que o CG se desloca ao longo da sua trajectória sinusoidal de baixa amplitude, a energia é dispendida durante a elevação e apenas uma parte da porção desta energia é recuperada na sua descida. O resultado é um dispêndio energético contínuo, [10-12].

A teoria dos seis determinantes da marcha é baseada na premissa de que os deslocamentos verticais e horizontais são energeticamente dispendiosos. Em constraste, a teoria do pêndulo invertido propõe que é energeticamente menos dispendioso se, durante a fase aérea, o membro se comportar como um pêndulo, descrevendo um arco. A teoria do pêndulo invertido entra em conflito com a teoria dos seis determinantes da marcha, [19].

A teoria dos seis determinantes da marcha tem sido praticamente aceite. Em [20], são apresentados vários estudos que assentam nesta teoria. No entanto, esta carece de evidência experimental, [21]. Estudos recentes revelam que existem determinantes (flexão do joelho, rotação da cintura pélvica sobre um eixo vertical) que possuem um papel menos ponderante na redução do deslocamento vertical do CG. Segundo [22], existe um maior dispêndio metabólico quando os indivíduos voluntariamente reduzem o deslocamento vertical do CG, comparando com a marcha normal. Os determinantes são talvez melhor vistos como descrições cinemáticas de certos aspectos da marcha cuja origem é sujeita a debate. Em [21] é também referido o trabalho Cavagna et al., 1963, ao referir que a energia cinética e

potencial gravítica do CG actua mais como seria esperado se o membro na fase unipodálica se comportar como um pêndulo invertido. Paralelamente, se o membro na fase aérea oscilar como um pêndulo, suporta observações da fase oscilante segundo Mochon e McMahon, 1980, [21]. Contudo, as teorias do pêndulo apresentam também algumas controvérsias: Se o pêndulo oscila livremente, qual a razão do dispêndio energético na marcha? Por outro lado, não é tido em consideração o trabalho realizado pelos membros individualmente na fase de duplo apoio, [14]. Por outro lado, não são tidos em consideração os custos que são considerados como não responsáveis por trabalho, tal como força isométrica para estabilização, o que pode contribuir para um aumento significativo dos custos metabólicos durante as fases de apoio e oscilante. Outra evidência também citada diz respeito à existência de estudos que sugerem que as acções musculares no membro em apoio realizam trabalho para redireccionar e restaurar a velocidade do CG e a geração de força para suportar o peso corporal dominam o custo metabólico da marcha, [20].

A marcha dinâmica é uma extensão da teoria do pêndulo e oferece uma potencial resolução para a controvérsia da teoria do pêndulo invertido sob a forma de colisões de dissipação de energia entre o membro e o solo, [20, 21].

A energia metabólica é dispendida para trabalho muscular activo e também para produzir força, mesmo quando não é realizado trabalho. Durante movimento constante é realizado trabalho positivo com uma eficiência (definida como o trabalho dividido pela energia dispendida) de 25%. O trabalho muscular negativo é realizado com uma eficiência de 120%, [20].

É necessário considerar como a marcha se desvia do comportamento de um pêndulo e de que modo estes desvios afectam o dispêndio energético.

Uma explicação possível para o custo energético é que o membro em apoio unipodálico não se comporta passivamente, actuando como um pêndulo forçado, com trabalho muscular efectuado no sentido de acelerar ou desacelerar a marcha, [20].

A vantagem da marcha como um pêndulo invertido é que o CG pode ser transportado um passo com baixo trabalho ou binário. No entanto, a consequência deste tipo de marcha é a necessidade de fazer a transição entre passos. A marcha dinâmica inclui transição passo a passo num ciclo de marcha periódico e completo, cujo movimento é gerado predominantemente por dinâmica passiva dos membros. Os membros mais anterior e posterior devem realizar trabalho negativo e positivo, respectivamente, no CG, no sentido de redireccionar a velocidade entre os passos. Tal como a analogia a um pêndulo invertido explica como o apoio unipodálico pode ser realizado com pouco trabalho mecânico, uma nova analogia ajuda a explicar como o CG requer redirecção e como o trabalho deve ser realizado, [20, 21].

Para manter uma velocidade constante da marcha, a magnitude da velocidade do CG deve ser a mesma no início e no fim da fase de suporte. A sua alteração requer força, produzida separadamente pelo membro mais posterior (trabalho positivo) e anterior (trabalho negativo) e direccionada ao longo de cada membro, [21]. Atinge-se maior eficiência quando os membros realizam trabalho ao mesmo tempo. Se o trabalho positivo é realizado predominantemente antes da fase de duplo apoio, maior quantidade de energia é necessária para redireccionar a velocidade do CG.

Como consequência, é requerido mais trabalho positivo para manter a mesma velocidade, [23].

A acção do membro anterior pode ser designada por colisão, com a força direccionada ao longo do membro realizando trabalho negativo. Na fase de propulsão do membro posterior é realizado trabalho positivo equivalente, antecipando a necessidade de restaurar a perda energética na colisão subsequente. A transição passo a passo é óptima quando a fase de propulsão e colisão são de igual magnitude e realizadas com curta duração, [21].

O trabalho positivo realizado pelos músculos deriva de energia metabólica e mecânica armazenada nos componentes elásticos durante a fase precedente de trabalho negativo, [17].

3. CONCLUSÃO

O estudo da marcha humana e a sua aplicação foram avaliados de um ponto de vista histórico. Verifica-se que existiram vários passos críticos no avanço do tema que são considerados no contexto da necessidade particular de responder a questões fundamentais relativamente ao processo de marcha

Relativamente à compreensão do fenómeno da marcha, parece não haver dúvida de que o dispêndio energético está associado ao deslocamento do CG. No entanto, verifica-se que os mecanismos descritos como os mais apontados na literatura para explicar o fenómeno da marcha não só carecem de evidência científica como não explicam todos os fenómenos decorrentes no ciclo de marcha, tornando-se por vezes contraditórios. A literatura mais recente apresenta modelos que complementam os modelos primordiais. No entanto, a informação aparece ainda muito isolada e compartimentada. Segundo a literatura

referenciada, em termos biomecânicos existe um conjunto de factores responsáveis pelo deslocamento e aceleração do centro de massa. Estes factores, por sua vez, interrelacionam-se, influenciando-se mutuamente. Esta influência e interrelação mútua requer a realização de mais estudos para aceder a esta complexa rede no sentido de se perceber, através de uma análise mais abrangente, de que modo os diferentes factores se influenciam e de que maneira isso se repercute em termos de dispêndio energético.

BIBLIOGRAFIA

1. Mccollum, G; Holroyd, C; Castelfranco, M; "Forms of Early Walking", *Journal Theor Biology*, 176, 373-390, 1995
2. Borghese, N; Bianchi, L; Lacquaniti, F; "Kinematic Determinants of Human Locomotion", *Journal of Physiology*, 3, 494, 863-869, 1996
3. Horak, B; Macpherson, M, *Postural Orientation and Equilibrium*, in *Handbook of Physiology. Exercise. Regulation and Integration of Multiple Systems*. 1996, American Physiology Society: Washington DC. p. 256-292.
4. Mazzaro, M; Sznajder, M; Camps, O; "A Model (In) Validation Approach to Gait Classification", *IEEE Transactions on Robotics*, 11, 27, 2005
5. Segers, V, *A Biomechanical Analysis of the Realization of Actual Human Transition*. 2006.
6. Arechavaleta, G; Laumond, J; Hicheur, H; Berthoz, A; "An Optimal Principle Governing Human Walking", *IEEE Transactions on Robotics*, 1, 24, 2008
7. Armstrong, M; "Supraspinal Contributions to the Initiation and Control of Locomotion on the Cat", *Progress in Neurobiology*, 26, 273-361, 1986
8. Rossignol, S; Dubuc, R; Gossard, P; "Dynamic Sensorimotor Interactions in Locomotion", *Physiology Review*, 86, 89-154, 2006
9. Mackay-Lyons, M; "Central Pattern Generation of Locomotion: A Review of the Evidence", *Physical Therapy*, 82, 69-83, 2002
10. Saunders, M; Imman, T; Heberhart, D; "The Major Determinants in Normal and Pathological Gait", *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 53, 543-558, 1953
11. Norkin, C; Levangie, K, *Joint Structure and Function. A Comprehensive Analysis*. 2nd ed. 1992, EUA: Library of Congress.
12. Waters, L; Mulroy, S; "The Energy Expenditure of Normal and Pathological Gait: Relation to Mechanical Energy Cost", *Journal of Neurophysiology*, 207-231, 1999
13. Whipp, J; Wasserman, K; "Oxygen Uptake Kinetics for Various Intensities of Constant-Load Work", *Journal of Applied Physiology*, 3, 33, 351-356, 1972
14. Griffin, T; Roberts, T; Kam, R; "Metabolic of Generation Muscular Force in Human Walking: Insights from Load-Carrying and Speed Experiments", *Journal of Applied Physiology*, 95, 172-183, 2003
15. Willems, a; Cavagna, a; Heglund, C; "External, Internal and Total Work in Human Locomotion", *The Journal of Experimental Biology*, 198, 379-383, 1995
16. Gard, S; Miff, S; Kuo, A; "A Comparison of Kinematic and Kinetic Methods for Computing the Vertical Motion of the Body Central Mass during Walking", *Human Movement Science*, 22, 597-610, 2004
17. Cavagna, G; Kaneko, M; "Mechanical Work and Efficiency in Level Walking and Running", *Journal of Physiology*, 268, 467-481, 1977
18. Komura, T; Nagano, a; Leung, H; Sinagawa, Y; "Simulating Pathological Gait Using the Enhanced Linear Inverted Pendulum Model", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 9, 52, 2005
19. Doke, J; Kuo, A. *Metabolic Cost of Generating Force During Human Leg Swing*. in *ISB XXth Congress*. 2007: ABS 29th Annual Meeting.
20. Kuo, D; Donenland, M; Ruina, A; "Energetic Consequences of Walking Like an Inverted Pendulum: Step to Step Transitions", *Exercise Sports Science Review*, 2, 33, 88-97, 2005
21. Kuo, D; Donenland, M; Ruina, A; "The Six Determinants of gait in the Inverted Pendulum Analogy: A Dynamic Walking Perspective", *Human Movement Science*, 2007
22. Ortega, D; Farley, T; "Minimizing Center of mass during walking increases metabolic cost in walking", *Journal of Applied Physiology*, 99, 2099-2107, 2005
23. Donelan, M; Kram, R; Kuo, A; "A Simultaneous Positive and Negative External Mechanical Work in Human Walking", *Journal of Biomechanics*, 35, 117-124, 2002

